

DISTINÇÃO ENTRE INCIDÊNCIAS NUMA MAMOGRAFIA

Rita Filipa S. Teixeira¹ e João Manuel R. S. Tavares²

¹ Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto, Portugal; meb11016@fe.up.pt

² Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto, Portugal; tavares@fe.up.pt

PALAVRAS CHAVE: Análise de imagem, imagem médica, projeções crânio-caudal e médio-lateral oblíqua, diagnóstico assistido por computador (CAD).

RESUMO: O cancro de mama é o mais comum nas mulheres sendo a segunda principal causa de morte por cancro entre as mesmas. A mamografia tem mostrado ser uma ferramenta eficaz na deteção do cancro da mama em fases precoces e consequentemente mais facilmente tratável, continuando assim a ser a principal modalidade de imagiologia usada para o diagnosticar. O diagnóstico assistido por computador (CAD) tem sido visto como primordial para a deteção precoce de regiões suspeitas em mamogramas permitindo, assim, reduzir as taxas de morte. Este artigo consiste na utilização das características de imagens mamográficas por um algoritmo computacional capaz de fazer a distinção entre as diferentes incidências possíveis: mama esquerda/direita e projeções Crânio-caudal/Médio-lateral Oblíqua. Deste modo, o algoritmo desenvolvido contribui para a automatização da fase de identificação mamária em sistemas de diagnóstico assistido por computador.

1 INTRODUÇÃO

O cancro da mama é uma doença estudada há muitos anos e, paralelamente, tem sido possível melhorar a ajuda dos métodos de diagnóstico assistido por computador aos técnicos e médicos que observam as mamografias adquiridas e que consideram tais sistemas para segunda opinião. Apesar de com a introdução da mamografia digital alguns problemas que impediam um bom diagnóstico, devido à qualidade da imagem estar comprometida, terem-se dissipado, nem sempre se consegue detetar anomalias em mamografias. Assim, por exemplo, torna-se desafiante para quem pretende melhorar o diagnóstico assistido por computador no cancro da mama o facto de por vezes algumas patologias que indiciam cancro estarem dissimuladas por tecidos mamários e portanto, serem difíceis de detetar apenas por inspeção visual de uma mamografia.

A imagem de mamografia é obtida através da exposição a raios-X e varia num gradiente entre o preto e o branco, em função da densidade dos tecidos envolvidos.^[1] Cada exame é denominado usualmente de caso, e para cada caso existem normalmente associadas quatro incidências, duas para cada mama: Média Lateral Oblíqua (MLO) e Crânio Caudal (CC). A primeira é normalmente mais eficaz porque permite a visualização de uma maior quantidade do tecido mamário e inclui estruturas do quadrante superior externo e do prolongamento axial. Por sua vez, a incidência CC tem como objetivo principal incluir todo o material pósteromedial.^[2,3]

Assim, tornou-se motivador desenvolver um algoritmo computacional para a identificação automática da incidência associada a um mamograma. Tal

desenvolvimento é descrito e discutido no presente artigo.

2 BIOLOGIA DAS ESTRUTURAS MAMÁRIAS

O conhecimento das estruturas mamárias e das patologias é fundamental para qualquer estudo relacionado com o cancro da mama.

A região onde aparecem as glândulas mamárias está localizada no lado esquerdo e direito da região ventral superior do tronco. Durante o período fetal, a epiderme sofre uma depressão no local de origem da glândula mamária, formando a fosseta. O mamilo é uma proeminência cônica rodeada por uma área circular de pele pigmentada, a aréola. A base da mama feminina, aproximadamente circular, estende-se a partir da segunda costela até à sexta costela no sentido descendente. Medialmente faz fronteira com a zona lateral do corpo do esterno, e lateralmente atinge a linha axilar média.^[4,5]

A mama é constituída principalmente por tecido glandular, adiposo e fibroso, possuindo ainda lóbulos, as unidades produtoras de leite, ductos, responsáveis pelo transporte de leite do lóbulo ao mamilo, e vasos sanguíneos e linfáticos, Figura 1. Os menores lóbulos incluem também alvéolos, que se dividem nos pequenos ramos dos ductos lactíferos. O cancro da mama corresponde ao crescimento descontrolado de células da mama, e geralmente ocorre nos dutos ou nos lóbulos.^[4,5,6]

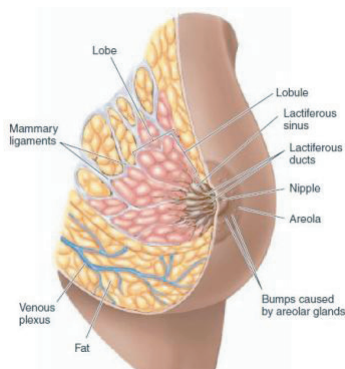


Figura 1 – Anatomia da mama feminina (de [7]).

Como é do conhecimento geral, as hormonas influenciam as alterações ocorridas na mama. Os estrogénios estimulam o crescimento das glândulas mamárias, a deposição de gordura e o desenvolvimento dos lóbulos e alvéolos. A progesterona e prolactina promovem o crescimento final e são responsáveis pela função dos lóbulos e alvéolos.^[8]

3 MAMÓGRAFO

A mamografia é uma forma particular de radiografia trabalhando com níveis de radiação entre intervalos específicos com a finalidade de obter imagens da mama para detetar a eventual presença de estruturas que indiquem doenças, com especial importância o cancro. No caso de patologias mamárias é muito importante a sua deteção precoce. Os avanços tecnológicos em imagiologia têm contribuído para um aumento na deteção de casos de cancro de mama. Nesta área, a mamografia tem um papel importante por permitir detetar lesões em estágios iniciais e fazer um prognóstico favorável.

O exame de mamografia é semelhante a outros baseados em raios-X; no entanto, são utilizadas doses baixas, apresentando uma elevada qualidade que tem elevado contraste e resolução, e baixo ruído. O raio-X corresponde a uma onda eletromagnética de alta energia, reduzido comprimento de onda e frequência elevada, o que permite a penetração da matéria.^[9]

Atualmente, um equipamento de mamografia consiste num tubo de raios-X e um recetor de imagem, colocado no lado oposto de um conjunto mecânico. A mama encontra-se posicionada sobre um suporte, sendo comprimida por uma unidade compressora. A radiação proveniente do tubo de raios-X passa por um filtro metálico de conformação espectral e por um colimador, isto é uma abertura que define o feixe de raios-X, sendo transmitida à mama. Os raios-X transmitidos pela mama são

incidentes numa grelha anti-difusão, atingindo posteriormente o recetor de imagem, onde os fotões interagem e depositam a sua energia localmente, formando a imagem. Uma fração dos raios-X passa pelo recetor sem interação, atingindo um sensor que é usado para ativar o mecanismo de controlo automático da exposição. O equipamento é ajustável no eixo vertical para rastreamento da mama segundo diferentes ângulos e para pacientes com diferentes estaturas físicas.^[10,11]

A unidade de mamografia pode ainda possuir um dispositivo para localização estereoscópica de biópsias, realizando a imagiologia da região selecionada em mais do que uma direção, o que permite obter a posição tridimensional da anormalidade mamária e realizar a sua investigação clínica.^[12]

A formação da imagem radiológica é dependente das densidades das diversas estruturas que são atravessadas pelos raios-X, pois conforme o valor da densidade há maior ou menor absorção destes. O sistema de imagiologia deve possuir resolução espacial suficiente para delinear os contornos de estruturas de dimensão reduzidas, tais como microcalcificações. Como a mama é sensível à radiação ionizante, é aconselhável o uso da menor dose de radiação compatível com a qualidade de imagem necessária. A fim de avaliar as diferenças de densidade entre tecidos mamários, a aquisição da imagem é usualmente realizada segundo duas direções principais: crânio caudal (CC) e médio-lateral oblíqua (MLO), Figura 2.^[13]

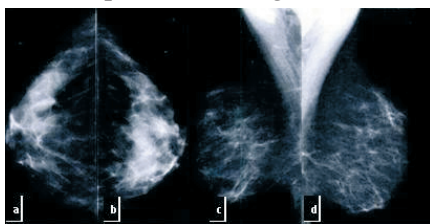


Figura 2 - Imagens de mamografia: a) Mama direita em projeção CC; b) Mama esquerda em projeção CC; c) Mama direita em projeção MLO; d) Mama esquerda em projeção MLO (de [3]).

Geralmente, em MLO é possível visualizar mais tecido mamário do que em CC devido à inclinação associada e à curva da parede torácica. A vista do topo para a parte inferior corresponde à projeção CC que inclui todo o tecido da mama com a exceção da porção axilar. Durante o posicionamento é importante ter a certeza que está incluído o tecido mamário superior e posterior, através da elevação da mama de acordo com a sua mobilidade natural. A projeção MLO, que corresponde a uma vista lateral com um certo ângulo, deve incluir, o máximo de tecido mamário possível. A imagem deve incluir a margem livre do músculo peitoral maior para garantir que o paciente está corretamente posicionado e que a cauda da mama é adquirida.^[2,3]

4 METODOLOGIA

Existem frequentemente artefactos e outros problemas associados ao processo de aquisição de mamogramas que necessitam de ser atenuados para facilitar a visualização das regiões que indiciam cancro nas imagens obtidas. Deste modo, torna-se necessário implementar métodos de processamento e análise de imagem que possam ajudar técnicos e médicos a obter diagnósticos mais eficientes e menos subjetivos a partir das imagens de mamografia.

O interesse do desenvolvimento de um algoritmo que automatize a distinção entre mama esquerda e direita, e entre as projeções CC e MLO, adveio da tentativa de evitar erros na observação de mamogramas aquando do diagnóstico. Para conseguir essas distinções, um dos passos cruciais está relacionado com a deteção de contornos; pois é muito importante definir corretamente os contornos das regiões e dos seus limites para avaliação e classificação das mesmas.

O algoritmo computacional apresentado neste artigo para a identificação de mama

esquerda/direita e projeções CC/MLO em mamografias foi implementado em Matlab e testado em casos reais retirados das bases de imagens *Mammographic Image Analysis Society* (MIAS) e INBreast disponíveis em avesso livro na internet.

4.1 DISTINÇÃO ENTRE MAMA ESQUERDA/DIREITA

Em primeiro lugar a imagem de mamografia é submetida a um filtro Gaussiano de forma a suavizar, evitando que perca detalhes que possam ser importantes para as fases seguintes. Posteriormente, a imagem é binarizada, para que no passo seguinte se consiga extrair o contorno através da deteção das variações de intensidade. Assim, para obter-se os contornos presentes na imagem suavizada é aplicado o operador de *Canny*, que é um dos detetores de orlas de intensidade mais usados em Visão Computacional.

A fim de distinguir entre a mama esquerda/direita utiliza-se um iterador linear com a direção do eixo das abcissas, que percorre todas as linhas da imagem de saída e guarda as coordenadas (x, y) dos pixels pertencentes à fronteira da mama num vetor. A seguir, efetua-se uma regressão quadrática dos pixels guardados e obtém-se a parábola correspondente.

Através de um estudo feito previamente acerca do funcionamento da regressão quadrática, concluiu-se que a distinção entre a mama direita/esquerda é dada pelo valor correspondente ao índice de x^2 . Sendo assim, quando este índice é superior a 0 (zero), trata-se de uma mama direita, caso contrário é uma mama esquerda. Desta forma, é possível distinguir a mama esquerda da direita através do valor de A da função $y = Ax^2 + Bx + C$.

4.2 DISTINÇÃO ENTRE PROJEÇÕES CRÂNIO CAUDAL/MÉDIO LATERAL OBLÍQUA

Para determinar qual a projeção que está associada à imagem em análise foram desenvolvidos e testados vários métodos entre os quais se destacou pela sua elevada taxa de acerto o que será apresentado nesta secção.

O método de distinção entre projeções escolhido utiliza parte do algoritmo desenvolvido para distinção entre mama esquerda/direita apresentando na secção anterior. O ponto de partida é a imagem com o contorno obtido através da aplicação do operador de *Canny*. De seguida, a imagem é reduzida aproximadamente para metade, para se obter uma localização aproximada do mamilo.

De acordo com a pesquisa efetuada sabe-se que o declive de uma reta tangente traçada numa mamografia com projeção MLO é mais acentuada do que numa com projeção CC. Sendo assim, é possível distinguir as projeções com base no valor absoluto do declive dessa reta. Deste modo, define-se a reta entre o início da mama e o ponto final, que tal como foi referido deverá corresponder ao mamilo, na mamografia a ser analisada e determina-se qual a projeção correspondente a partir do declive obtido.

5 RESULTADOS

Para todas as imagens das bases de imagens MIAS e INBreast foi aplicado o algoritmo desenvolvido baseado na regressão quadrática do contorno detetado, a fim de avaliar o seu desempenho na distinção entre mama esquerda/direita.

A utilização de operadores lineares, como é o caso do filtro de suavização Gaussiano que habitualmente apresenta bons resultados neste tipo de imagens, permitiu obter uma suavização mais eficaz do que com o filtro de mediana.

O passo final do algoritmo consistiu na aplicação de uma regressão quadrática para

verificar se é uma mama esquerda ou uma mama direita de acordo com a concavidade da parábola associada ao contorno da mama obtido no passo anterior. Partindo do contorno obtido e realizando a regressão obtém-se curvas semelhantes às apresentadas na Figura 3, em que a vermelho está representado o contorno da mama, e a azul a parábola resultante da regressão quadrática.

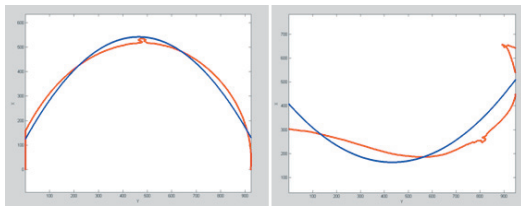


Figura 3 - Representação gráfica do contorno da mama (a vermelho) e da regressão quadrática (a azul): a) Mama esquerda; b) Mama direita.

Este algoritmo quando testado para as 322 imagens da base MIAS, suavizadas com um filtro de mediana acertou 195 vezes, o que corresponde a uma taxa de acerto de aproximadamente 61%. Por outro lado, quando é usado um filtro Gaussiano na suavização, a mesma taxa subiu para os 79%, correspondendo a 255 decisões corretas.

No que diz respeito aos testes efetuados para a base de imagens *INBreast*, a taxa de acerto foi de 100%. Julga-se que tal aconteceu devido à elevada qualidade das imagens e, portanto, artefactos que possam influenciar uma correta classificação são praticamente inexistentes.

Na análise dos resultados obtidos para a distinção entre projeções CC e MLO, verificou-se que estes foram satisfatórios. A Figura 4 mostra a representação gráfica do processo de decisão do algoritmo desenvolvido, estando apresentado a vermelho a parte superior do contorno da mama e a azul a reta definida entre o primeiro e o último ponto do contorno.

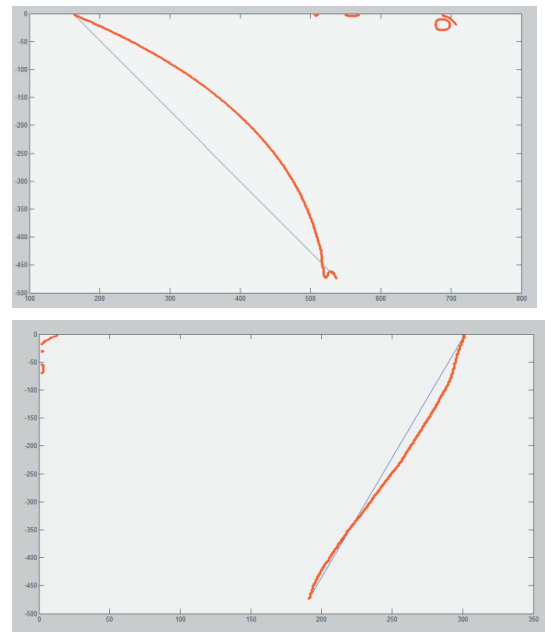


Figura 4 - Representação gráfica da parte superior do contorno (a vermelho) e reta obtida (a azul): a) Projeção CC da mama esquerda; b) Projeção MLO da mama direita.

A taxa de acerto para este método quando aplicado à base MIAS foi de 100%. Contudo esta base é composta apenas por imagens com projeção MLO e portanto, foi necessário utilizar outras imagens para fazer uma avaliação mais concreta. Sendo assim, utilizou-se a base de imagens *INBreast* para testar a eficácia do algoritmo desenvolvido, analisando-se 410 imagens entre as quais 203 possuíam projeção CC. Neste caso, a taxa de acerto rondou os 95%, mostrando mais uma vez que o algoritmo desenvolvido apresenta um bom desempenho.

Em resumo, verificou-se que a identificação entre mama esquerda/direita foi conseguida de forma adequada na grande maioria das vezes pelo algoritmo desenvolvido, acontecendo o mesmo no caso da distinção entre projeções CC/MLO.

6 CONCLUSÃO

Dada a importância do rastreio e da descoberta atempada, qualquer processo auxiliado por computador que permita uma maior rapidez no processo de diagnóstico

pode ser fundamental no tratamento de uma doença. A primeira etapa de um algoritmo computacional desenvolvido para a análise automática de imagens de mamografia consistiu neste trabalho na distinção entre mama esquerda/direita e as projeções crânio caudal/médio lateral oblíqua. O algoritmo desenvolvido e descrito neste artigo foi aplicado em todas as imagens das bases MIAS e *INBreast* obtendo resultados bastante razoáveis e promissores.

Para a distinção entre mama esquerda/direita o algoritmo desenvolvido realiza a regressão quadrática dos pontos do contorno da mama para obter uma aproximação parabólica do mesmo. Sendo assim, no caso de o contorno não estar bem definido, bem como quando existem artefactos relevantes, o algoritmo pode falhar. As imagens da base MIAS apresentam mais artefactos do que as da *INBreast*. Na tentativa de eliminar a influência da maioria dos artefactos presentes nas imagens, poderiam ser eliminados os pontos do contorno que posteriormente poderiam interferir na decisão de classificação.

Relativamente à distinção entre projeções, obtiveram-se também bons resultados, todavia a eficácia do algoritmo está dependente da correta prévia classificação mama esquerda/direita. Apesar disso, quando é definida a reta entre o ponto inicial do contorno e o ponto final da parte superior do mesmo, os resultados são razoáveis. Mas mais uma vez, no caso de o contorno estar mal definido, os resultados da classificação podem estar comprometidos.

Assim, os resultados obtidos deixam perspectivas promissoras e com várias perfectivas de trabalho futuro de forma a tornar o algoritmo mais robusto e eficiente.

AGRADECIMENTOS

Este trabalho foi desenvolvido parcialmente no âmbito do projeto “Metodologias para Análise de Órgãos a

partir de Imagens Médicas Complexas - Aplicações à Cavidade Pélvica Feminina”, com a referência PTDC/EEA-CRO/103320/2008, financiado pela Fundação para a Ciência e a Tecnologia (FCT).

REFERÊNCIAS

- [1] R. Sivaramakrishna, & R. Gordon. “Detection of Breast Cancer at a Smaller Size Can Reduce the Likelihood of Metastatic Spread: A Quantitative Analysis”. *Acad Radiol*, Association of University Radiologists, Canadá, 4(1):8-12, 1997.
- [2] S. V. Engeland, P. Snoeren, J. Hendriks, & N. Karssemeijer. “Mammogram Registration”, 22(11), 1436-1444, 2003.
- [3] Daniel B. Kopans. *Breast Imaging* (3rd edition). Lippincott Williams & Wilkins, 2007.
- [4] F. Moirfar. *Essentials of diagnostic breast pathology*. Springer, 2007.
- [5] K. L. Moore, A. M. Agur & A.F. Dalley. *Essential Clinical Anatomy*. (4th edition). (W. Kluwer, Ed.), 2004.
- [6] J. M. Dixon. *ABC of breast diseases*. (3rd ed.) B. Publishing, Ed, 2006.
- [7] R. Seeley, T. Stephens & P. Tate. *Anatomy and Physiology*. The McGraw-Hill Companies, 2004.
- [8] A. C. Guyton & J.E. Hall. *Textbook of Medical Physiology* (10th edition). (W. S. Company, Ed.), 2000.
- [9] J. Pisco. *Imagiologia básica-Texto e Atlas*. Lidel, Lisboa, 2003.
- [10] J. Webster. *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*, 2nd edition, Volume 4, Wiley Interscience, USA, 2006.
- [11] J. Bronzino. *The Biomedical Engineering Handbook*, 2nd edition, Volume 1, CRC Press, USA, 2000.
- [12] M. Akay. *Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering*, 1st edition, Wiley Interscience, 2006.
- [13] J. Pisco. *Noções Fundamentais de Imagiologia*, Lidel, Lisboa, 1998.